'98 춘계학술발표회 논문집
한국원자력학회

미임계 증배 집합체를 이용한 BNCT용 열외중성자빔의 설계

한치영, 김도헌, 김종경
한양대학교

요 약

붕소 중성자 포획 요법(BNCT, Boron Neutron Capture Therapy)용 열외중성자빔의 개발을 위하여 방사성 동위원소인 Cf-252를 중성자 선원으로 사용하였으며 상대적으로 낮은 중성자속을 높이기 위하여 미임계 증배 집합체를 이용하였다. 이전에 제시된 미임계 증배 집합체는 높은 핵연료 농축도를 필요로 하는 단점이 있어 본 연구에서는 이를 감소시키기 위한 몇 가지 설계안을 제시하였다. 중성자빔 설계를 위하여 몬테칼로 방법을 이용한 전산코드인 MCNP를 이용, 타원형 두뇌 팬텀 내에서 AD, AR, ADDR 및 각각의 선량성분 등을 계산함으로써 설계된 중성자빔의 특성 분석을 수행하였다. 새롭게 개선되어 제시된 중성자빔의 설계는 상대적으로 낮은 핵연료 농축도를 보이면서 기존의 결과와 유사한 결과를 보여주고 있으며 특히 두뇌 팬텀 내에서의 선량률은 기존에 비해 매우 높은 값을 보임으로써 짧은 시간에 효과적으로 뇌종양을 치료할 수 있는 이점이 있다.

1. 서 론

붕소 중성자 포획 요법(BNCT, Boron Neutron Capture Therapy)[1]은 방사선을 이용한 기존의 뇌종양 치료법과는 달리 정상세포를 손상시키지 않고 악성종양만을 선별적으로 치료할 수 있는 혁신적이고 획기적인 치료법이다.

BNCT용으로 이용 가능한 중성자 선원으로는 연구용/의료전용 원자로, 가속기, 방사성 동위원소인 Cf-252 등이 있으며 본 연구에서는 설치 공간이 아주 작고 병원 내에서 쉽게 사용하여 종양을 치료할 수 있다는 큰 장점을 지닌 Cf-252 선원을 이용[2][3]하여 중성자빔 설계를 수행하였다. 그러나 Cf-252 선원을 사용하는 경우 효과적인 치료를 위해서는 원자로나 가속기를 이용하는 경우 보다 중성자속이 매우 작아 치료시간이 오래 걸린다는 문제점을 안고 있다. 이에 미임계 증배 집합체를 이용하여 그 단점을 보완함으로써 BNCT용 중성자선원으로 이용할 수 있는 가능성이 제시된 바[4][5]가 있으나 높은 핵연료 농축도를 필요로 하는 단점이 있어 본 연구에서는 이를 감소시키면서 높은 중성자속을 가지는 새로운 형태의 보다 증진된 설계안을 제시하고자 하였다.

중성자빔 설계를 위하여 몬테칼로 방법을 이용한 전산코드인 MCNP[6]를 이용하였으며 설계된 중성자빔의 특성을 분석하기 위하여 타원형 두뇌 팬텀 내에서 AD, AR, ADDR 및 각각의 종양흡착선량성분 등의 계산을 수행하였다.

2. 이론적 배경

붕소 중성자 포획 요법은 중성자 흡수단면적이 매우 크고 인체에 해롭지 않은 붕소화합물(boron compound)이 정상세포보다 종양세포에 더 많이 집결된다는 성질(BBB 현상, Blood-Brain Barrier Phenomenon)을 이용하여 중성자와 붕소 사이에 아래와 같은(n,α) 반응이 일어나게 유도함으로써 정상세포를 손상시키지 않고 악성종양만을 선별적으로 치료할 수 있는 치료법이다.

$$^{10}B + n \rightarrow {}^{7}Li + \alpha \qquad Q = 2.339\,MeV$$

이 반응에서 생성되는 Li과 α 입자들의 비적은 각각 5μm, 9μm로 매우 작아서 이들 에너지의 대부분이 종양세포에 흡수되면서 결국 종양세포를 죽이게 된다.

BNCT용 중성자빔으로 열중성자를 이용하는 경우 심부 종양 치료에 적합치 않기 때문에 선진 외국의 여러 나라(일본을 제외한 대다수의 나라)에서는 심부 종양의 치료에 효과적인 열외중성자를 이용한 빔의 개발에 역점을 두고 수행하고 있으며 이에 본 연구에서도 MIT[7]에서 제시한 바 있는 4 eV ~ 40 keV의 열외중성자빔에 관심을 두고 연구를 수행하였다.

BNCT용 중성자빔의 특성 분석을 위하여 AD(Advantage Depth), AR(Advantage Ratio), ADDR(Advantage Depth Dose Rate) 및 두뇌 7cm 깊이에서의 선량률 등의 도시메트리 값들이 사용되어지고 있다.[3] AD는 AD_{max}와 AD_{min} 두 가지로 정의되어 사용되어 지며 심부에 위치하고 있는 뇌종양의 치료 가능성을 나타내고 있는데, 효과적인 치료를 위해서는 일반적으로 머리 두께의 절반에 해당하는 약 7cm ~ 9cm 이상이 되어야 한다. AR은 뇌종양 치료 동안 정상세포에 조사되는 선량을 최소화하기 위한 값으로 AD_{max}까지 누적된 정상세포의 선량률에 대한 종양세포의 선량률 비로 정의되며 이 값이 클수록 효과적인 치료가 이루어 진다. ADDR 뿐만 아니라 두뇌의 중앙에 해당되는 약 7cm 깊이에서의 선량률 또한 도시메트리 특성 평가에 중요한 요소이다.

본 연구에서는 Deutsch와 Murray[8]에 의해서 제안된 skin-skull-brain 타원형 두뇌 팬텀을 이용하여 MCNP 도시메트리 계산을 위한 두뇌 모델링을 하였으며 각각에 대해서는 균질한 등가물질을 사용하였다. 또한 두뇌 깊이에 따른 선량성분비를 계산하기 위하여 두뇌 팬텀을 여러 개의 작은 cell로 나누었으며 각각의 cell에 대한 선량 평가가 이루어 졌다.

중성자선원으로는 2.34×10^{12}n/s/g의 중성자속을 가지는 Cf-252를 사용하였으며 본 연구에서는 1g의 Cf-252를 사용하여 계산을 수행하였다. MCNP에서 계산된 중성자와 광자의 선속은 각각의 선속에 대한 선량 환산인자에 의하여 선량값으로 환산되었다. 여기에서는 종양과 정상세포에서의 ^{10}B의 농축도를 각각 40ppm 과 10ppm으로 가정하였으며 ^{10}B과 중성자 및 광자의 RBE값을 각각 4.0, 4.0, 1.0으로 고려하여 계산 수행하였다.[2][3]

3. 중성자빔 설계

3.1. 중성자빔의 기본 설계

중성자빔 설계에 필요한 감속재, 여과재 및 반사체의 선정을 위하여 Cf-252 선원을 이용, 여러 가지

재질에 대한 각각의 중성자빔 특성 분석을 수행하였으며 그 결과 상대적으로 우수한 D_2O, Al, Pb를 각각의 재질로서 선정하였다. 앞에서 언급했듯이 본 연구에서는 상대적으로 낮은 Cf-252 선원의 중성자속을 높이기 위하여 미임계 증배 집합체를 이용하였으며 그림 1과 같은 설계 모델[4]을 바탕으로 중성자빔 설계를 수행하였다. 기본 설계 모델은 20w/o(U-235)로 농축된 UO_2를 미임계 증배 집합체의 핵연료로 사용하고 있으며 cylinder 형태의 core에 hexagonal lattice로 장전되어 있다. 이 모델에 대한 k_{eff} 값은 0.93372이며 AD_{max}, AD_{min}, AR, Dose Rate(7cm)는 각각 표 1에 나타낸 바와 같이 8.9cm, 7.3cm, 5.5, 42.3 cGy/min 이다. 본 연구에서는 미임계 증배 집합체의 형태와 크기를 그대로 유지함으로써 새롭게 제시되는 모델과의 상대적 비교를 용이하게 하였다.

3.2. 중성자빔 설계 및 특성 분석

미임계 증배 집합체에 장전되는 핵연료의 농축도를 낮추기 위해서 설계 모델의 k_{eff} 값을 높이고자 하였으며 첫번째로 그림 2와 같이 미임계 증배 집합체에 fuel plate를 설치하는 형태의 설계 모델(모델 1)을 제시하여 중성자빔 특성 분석을 수행하였다. 핵연료의 농축도를 20w/o로 하였을 경우 미임계 증배 집합체와 fuel plate 사이의 두께가 증가할 수록 k_{eff} 값은 계속해서 증가하였으며 두께가 25cm 일 때 k_{eff} 값은 1.00416까지 증가하였다. 이에 핵연료 농축도를 15w/o로 낮춘 후 25cm 두께에 대한 k_{eff} 값을 계산한 결과 0.94043으로 기본 설계 모델보다 비교적 높은 값을 보여 주었으며 그에 대한 도시메트리 특성은 표 1과 같이 기본 설계 모델과 거의 유사한 결과를 보이고 있으나 상대적으로 낮은 선량률을 나타내고 있다.

핵연료의 농축도를 더 낮추기 위하여 그림 3과 같이 fuel plate 설치와 함께 미임계 증배 집합체에서의 핵분열을 위한 감속재로서 H_2O를 병행하는 설계 모델(모델 2)을 제시하였으며 핵연료 농축도는 7w/o로 하였다. 그림 3에서 보는 바와 같이 fuel plate와 H_2O 사이의 D_2O 두께 및 미임계 증배 집합체와 D_2O 사이의 H_2O 두께를 변화시키면서 중성자빔 특성 분석을 수행하였으며 각각 3cm, 2cm인 경우 k_{eff}값은 0.95560이었으며 도시메트리 특성은 모델 1과 유사한 결과를 보이나 선량률은 증가한 것을 볼 수 있었다. 모델 2에서는 미임계 증배 집합체의 감속재로서 H_2O를 병행하여 사용하는 경우 핵연료의 농축도를 상당히 낮출 수 있음을 확인할 수 있었다.

모델 2의 결과를 바탕으로 H_2O의 보다 효과적 사용을 위하여 그림 4과 같은 설계 모델(모델 3)을 제시하였으며 핵연료 농축도는 모델 2와 같이 7w/o로 하였다. 그림 4에서 보는 바와 같이 미임계 증배 집합체를 둘러싸고 있는 H_2O의 두께를 변화시키면서 중성자빔 특성 분석을 수행하였다. 그 결과 미임계 증배 집합체 내부에만 H_2O를 사용하는 경우 k_{eff} 값은 0.98330으로 앞서 제시된 모델들 보다 높은 값을 보여 주고 있다. 특히 표 1에서 보는 바와 같이 기존의 설계 모델에 비하여 약간 낮은 결과를 보이나 선량률은 상당히 높은 값을 보임으로써 짧은 시간에 효과적으로 뇌종양을 치료할 수 있는 이점이 있다.

3.3. 최적화된 중성자빔 설계

새롭게 제시된 중성자빔의 설계 모델중에서 모델 3은 상대적으로 낮은 핵연료 농축도를 보이면서도 두뇌 팬텀 내에서의 선량률은 기존에 비해 매우 높은 값을 보여주고 있어 이 모델을

바탕으로 하여 표 1에서 나타난 모델 3의 결과를 개선하고자 몇 가지 계산을 수행하였다. D_2O 감속재 및 반사체의 두께를 조정함으로써 그림 5와 같은 최적화된 중성자빔 설계안 제시하였으며 그 결과는 표 1에서 보는 바와 같다. 그림 6은 최적화된 중성자빔에 대한 두뇌 팬텀 내에서의 깊이에 따른 선량률 구성을 보여 주고 있다.

4. 결 론

미임계 증배 집합체를 이용한 기본 설계 모델을 바탕으로 핵연료 농축도를 감소시키면서 높은 중성자속을 가지는 새로운 형태의 보다 증진된 설계안을 제시하였다. 새롭게 제시된 중성자빔의 설계는 핵연료의 농축도를 20w/o에서 7w/o까지 낮추면서도 기존에 제시된 결과와 유사한 결과를 보여주고 있으며, 특히 두뇌 팬텀 내에서의 선량률은 기존에 비해 매우 높은 값을 보임으로써 1회 20분 정도의 짧은 시간에 효과적으로 뇌종양을 치료할 수 있는 이점이 있다.

참고 문헌

1. R. M. Brugger, G. Constantine, O. K. Harling, and F. J. Wheeler, "Rapporteurs' Report," *Neutron Beam Design, Development, and Performance for Neutron Capture Therapy*, O. K. Harling *et al.*, Eds., Plenum Press, New York(1990).
2. J. C. Yanch, J. K. Kim, and M. J. Wilson, "Design of a Californium-Based Epithermal Neutron Beam for Neutron Capture Therapy," Phys. Med. Biol., **38**, 1145(1993).
3. J. K. Kim, J. C. Yanch, and M. J. Wilson, "Californium-Based Epithermal Neutron Beams for Neutron Capture Therapy," Advances in Neutron Capture Therapy, p.131, A. H. Soloway *et al.*, Plenum Press, New York (1993).
4. J. K. Kim and D. H. Kim, "Feasibility Study of Californium Based Epithermal Neutron Beam Design for BNCT Using Subcritical Multiplying Assembly," World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Nice, France, September 14-19, 1997.
5. J. K. Kim and D. H. Kim, "Conceptual Design of a Cf-Based Epithermal Neutron Beam for BNCT Using Subcrical Multiplying Assembly," Nucl. Technol., 1998(Accepted for Publication).
6. "RSIC Computer Code Collection : MCNP—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4A," LA-12625, J. F. Breismeister, *Ed.*, Los Alamos National Laboratory, 1993.
7. J. C. Yanch, X-L. Zhou, and G. L. Brownell, "A Monte Carlo Investigation of the Dosimetric Properties of Monoenergetic Neutron Beams for Neutron Capture Therapy," Radiat. Res., **126**, 1(1991).
8. O. L. Deutsch and B. W. Murray, "Monte Carlo Dosimetry Calculation for Boron Neutron Capture Therapy in the Treatement of Brain Tumors," Nucl. Technol., **25**, 320(1975).

표 1. 여러 가지 모델에 대한 중성자빔의 도시메트리 특성

	기본 모델	모 델 1	모 델 2	모 델 3	최적화 모델
k_{eff}	0.93372	0.94043	0.95560	0.98330	0.98682
AD_{max}(cm)	8.9	8.89	8.55	8.41	8.79
AD_{min}(cm)	7.3	6.97	6.96	6.77	6.91
AR	5.5	5.92	5.09	4.88	5.10
Dose Rate at 7cm (cGy/min)	42.3	25.12	36.58	102.02	119.69

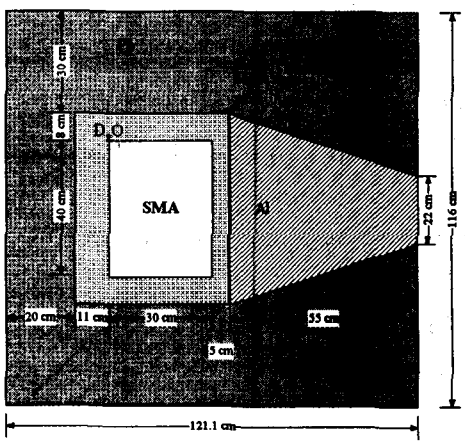

그림 1. SMA를 이용한 기본 설계 모델

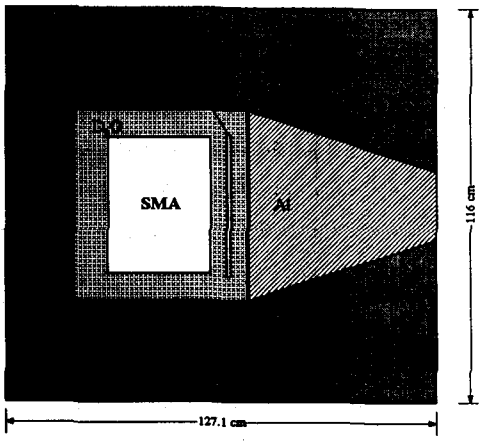

그림 2. SMA를 이용한 설계 모델 1

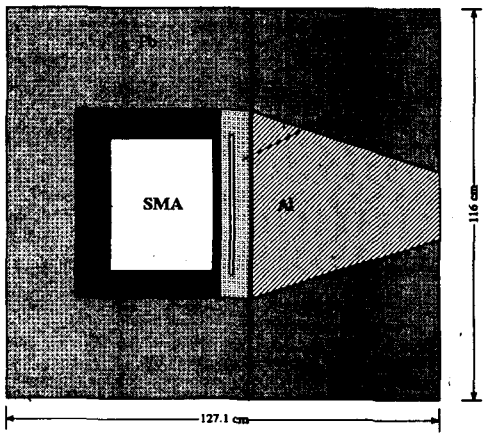

그림 3. SMA를 이용한 설계 모델 2

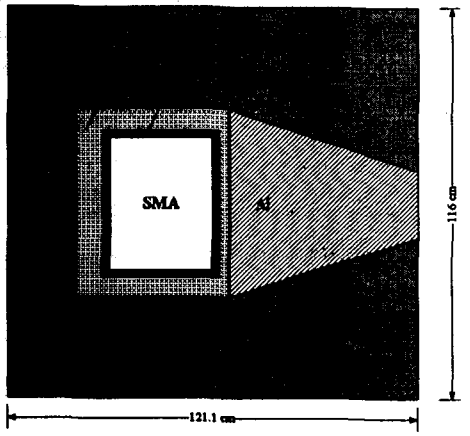

그림 4. SMA를 이용한 설계 모델 3

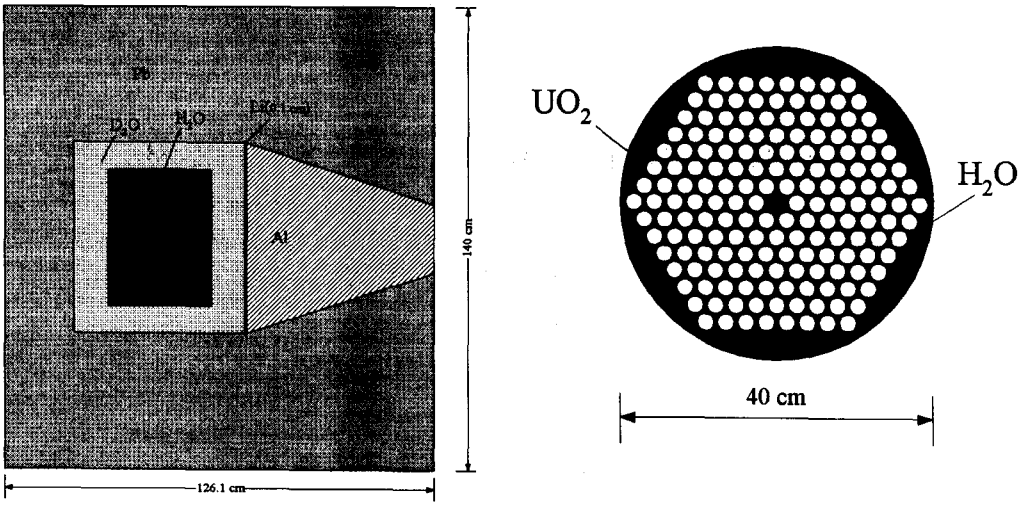

그림 5. 최적화된 중성자빔 설계 모델

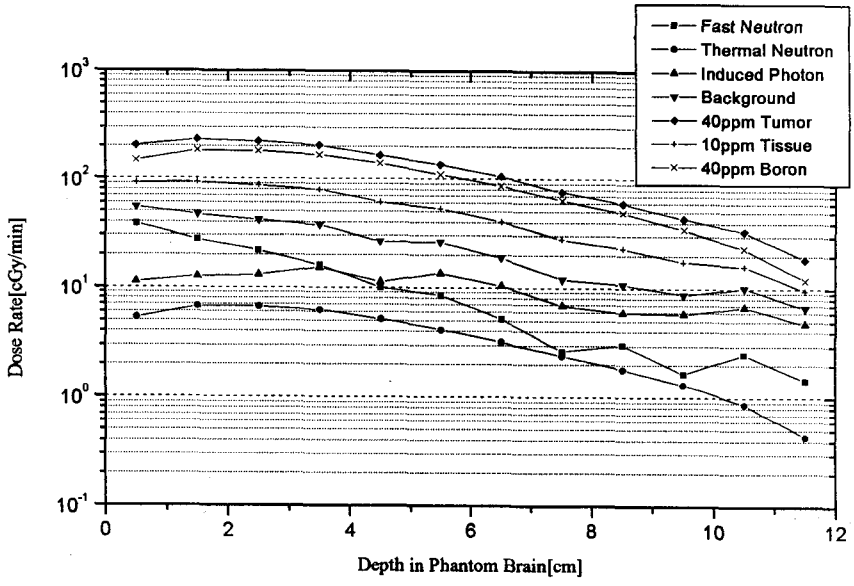

그림 6. 두뇌 팬텀에서의 깊이에 따른 선량률 구성